



KLİNİKTE TAM SERAMİK SİSTEMLER

ALL CERAMIC SYSTEMS IN CLINICAL USE

Dr. Burcu BUĞURMAN YALIM* Doç. Dr. Şebnem Begüm TÜRKER **

Makale Kodu/Article code: 558
Makale Gönderilme tarihi: 23.05.2011
Kabul Tarihi: 26.08.2011

ÖZET

Dişhekimliğinde son 30 yılda artan estetik beklentileri karşılayabilmek için yeni seramik materyalleri ve teknikler geliştirilmiştir. Farklı vakalarda estetiğin sağlanması her vakaya uygun tam seramik materyalin seçimine bağlıdır. Bu derlemenin amacı tam seramik restorasyonları alt yapı materyalinin ışık geçirgenliğine ve alt yapıda kullanılan materyallere göre sınıflandırmak, sınıflandırılan sistemlerin gelişimleri, özellikleri ve klinik kullanımları ile ilgili bilgi vermektir.

Anahtar Kelimeler: Seramikler, CAD-CAM

ABSTRACT

To meet the growing expectations of aesthetic dentistry in the last 30 years, new ceramic materials and techniques have been developed. Providing aesthetic in different cases depends on the selection of appropriate all ceramic material. The purpose of this article is to classify all-ceramic restorations according to the light transmissions and types of core materials, and to discuss the developments, properties, and clinical use of these systems.

Key Words: Ceramics, CAD-CAM

GİRİŞ

Son 30 yılda geliştirilen yeni seramik materyalleri ve teknikler sayesinde tam seramik restorasyonlar günümüz diş hekimliğinde güvenle kullanılabilir hale gelmiştir. ¹

1983 yılında Horn,² Simonsen ve Calamia'nın ^{3,4} asit-etched ile mineye bağlanan seramikleri ortaya çıkarması ve 1990'ların başlarında da dentin adezivlerinin üretilmesi ile daha yüksek bağlantı güçlerine sahip restorasyonlar yapılabilir hale gelmiştir.^{5,6} Bonded seramiklerdeki mevcut olan en büyük sorun dentin/adeziv bond bağlantısının mine/adeziv bond bağlantısından daha güçsüz olmasıdır. ⁷

Tam seramik sistemlerde değişik sınıflandırmalar mevcuttur. Tam seramik sistemleri yapım tekniği yönünden dört gruba ayrılmaktadır. Bu sınıflandırma aşağıdaki gibidir: ⁸

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri
 - Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)

- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)
 - Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
 - In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
2. Dökülebilir cam seramik sistemleri
 - Dicor (Dentsply, A.B.D.)
 - Cerapearl (Kyocera, A.B. D.)
 3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)
 - IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)
 - IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)
 - Finesse (Ceramco, Almanya)
 4. CAD/CAM sistemleri
 - Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
 - Celay (Mikrona, Almanya)
 - Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
 - Cercon (DeguDent, Almanya)
 - Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
 - Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
 - Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
 - Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

*Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi, Gebze, Türkiye

**Marmara Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye



Yapım tekniğine göre yapılan sınıflandırma tam seramiklerin gelişimi hakkında bilgi vermektedir. Dr. Charles Land 1903 yılında porselen jaket kron olarak isimlendirdiği ilk tam seramik kronu geliştirmiştir. Ancak kırılmalardan dolayı kullanımları çok uzun sürmemiştir.⁸ Bunu takiben ilk güçlendirme çalışmaları, 1965 yılında Mc Lean ve Hughes tarafından kor kısmı % 40-50 alumina ile güçlendirilmiş porselen jaket kronların üretilmesiyle başlamıştır.^{9,10} Alümina içerikli seramiğin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat artırılıp 131 MPa'ya ulaştırılmıştır. Ancak kırılmalıkları, çatlak yayılmasının durdurulamaması, düşük gerilim ve aşınma dirençleri ve marjinal uyum bozuklukları nedeniyle kullanımları uzun sürmemiştir.⁸ Daha önce tanıtılmış olan platin folyo tekniği 1976 yılında McLean ve Sced tarafından çift folyo tekniği olarak geliştirilmiştir. Ancak iç yüzeydeki platin yaprak ışık geçirgenliğine müsaade etmeyip estetiği olumsuz etkileyince Southan ve Jorgensen 1972 yılında refraktör day materyalini geliştirmişlerdir. Bu teknik kullanılarak geliştirilen ilk sistem % 75 oranında alumina içeren Hi-Ceram sistemidir.¹¹ Ancak bu sistem sadece krun restorasyonlarının yapımında kullanılabilmiştir.^{12,13} Hi-Ceram'ın bükülme direnci yaklaşık olarak 140-180 MPa arasındadır.¹¹ Alümina porselenin yüksek opasitesi yalnızca alt yapı olarak kullanılmasına olanak vermiştir. Bu yönde ilerleyen çalışmalar sonucunda % 99.56 alümina içeren yapı üzerine cam infiltre etme tekniği ile (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gerilme direnci 450 MPa'ya ulaşan alt yapılar elde edilmiştir.¹⁴

Ayrıca porselen yapısının tamamen kuvvetlendirildiği porselen sistemleri de geliştirilmiştir. Bunun için magnezyum oksit, lösit, lityum disilikat kristalleri gibi güçlendirilmiş kristaller porselenin yapısını kuvvetlendirmek için kullanılmıştır. Magnezya kor sistemleri 1980'lerde geliştirilmiş ve ekspansiyonu yüksek alt yapılar elde edilmiştir. Magnezya kor yapıların termal genişleme katsayısı 14.5 X ppm/°C ve cilalı yüzeyin kopma direnci 269 MPa (39000 psi)'dir. Bu sistem, klinik test sonuçlarının başarısız olmasının yanında, platin folyo tekniğini kullanması sebebiyle de çok az kullanım alanı bulmuştur.⁸

Aluminyum magnesia spinel, alt yapı spinel enjeksiyonu ile şekillendirilen düşük büzülme oranı gösteren bir sistemdir.¹⁵ Bu tipte bir materyal olan Cerestore, 1983'te Sozia ve Riley tarafından geliştiril-

miştir. % 65-70 oranında Al₂O₃ ve % 8-10 oranında MgO içerir. Epoksi day üzerinde yapılan büzülmesiz porselen kor özel fırınında uzun bir süre ısı uygulamasına tabi tutulur. İçeriğindeki alumina ve magnezyum oksitin reaksiyonu sayesinde fırınlama sırasında oluşan büzülme önleyen hacim artışı meydana gelir. Bu kor üzerine geleneksel porselenler pişirilir. Cerestore materyali estetiğin artırılması amacıyla üretilmiş, ancak bükülme direnci 90-130 MPa arasında olduğundan sinterlenmiş alumina alt yapılar kadar dayanıklılık sergileyememiştir.^{11,16,17}

Dijital bilgisayar teknolojisindeki 1980'lerin başlarındaki hızlı gelişim diş hekimliği alanındaki uygulamalara da yansımış ve CAD/CAM teknikleri kullanılarak tam seramik restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır.¹⁸

Tam seramik sistemlerde kullanılan başka bir sınıflandırma ise alt yapı materyalinin ışık geçirgenliği ve alt yapıda kullanılan materyal esas alınarak yapılmaktadır.¹⁹

1. IŞIK GEÇİRGENLİĞİNE GÖRE TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

1.1. TRANSLUSENT KOR YAPIYA SAHİP OLANLAR

Konvansiyonel feldspatik porselen, preslenebilir seramikler (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y.) ve bazı CAD/CAM seramikler (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) dir.¹⁹

1.2. YÜKSEK DAYANIKLILIKTA OPAK KOR YAPIYA SAHİP OLANLAR

Alumina, zirconia ve lityum disilikat içeren nonmetalik restorasyonlardır (IPS e.max, Ivoclar Vivadent; Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç; In-Ceram, Vita Zahnfabrik; Lava, 3M ESPE, ST Paul, Minn; ve Cercon, Dentsply Ceramco, York, Pa.).¹⁹

1.3. KLİNİK ÖZELLİKLER

Transludent materyaller ile daha konservatif diş kesimi gerçekleştirilebilir, materyalin klinik ömrünü arttırmak için adeziv sistemle simante edilmeleri gerekir. Optik açıdan daha estetik sonuçlar vermektedirler. Opa restorasyonların simantasyonunda daha çok alternatif mevcuttur.^{5-7,19,20}

Materyal seçimi restore edilecek dişin gereksinimlerine göre yapılmalıdır. Restorasyon tipleri basitçe 4 temel kategoride sınıflandırılabilir. Bunlar;



porcelain laminate veneer restorasyonlar, parsiyel kronlar, konvansiyonel full kronlar ve renklenmiş dişlerde veya metal postlar üzerinde maskeleyme sağlaması gereken full kron restorasyonlardır.²¹

Konvansiyonel kron ve köprü restorasyonlarında opak ama daha dayanıklı materyaller seçilmeli iken, porcelen laminate veneer veya parsiyel kron restorasyonlarında estetik ama direnci daha düşük translusent materyaller kullanılabilir.²¹ Porcelen laminate veneer restorasyonlarda gereken seramik kalınlığı son derece az olduğu için sadece translusent materyaller kullanılmalıdır.

Hekimlerin translusent mi yoksa opak materyal mi kullanacağına karar verirken tek zorlandıkları restorasyon tipi konvansiyonel full kron restorasyonlardır, çünkü her iki materyal tipi de estetik olarak iyi sonuç verebilir. Genel olarak anterior rehberliğin eksik olduğu ve parafonksiyonel alışkanlıkların mevcut olduğu durumlarda yüksek dayanıklılıkta materyal seçilmesi gerekir.

Dişte renklenmenin mevcut olmadığı durumlarda translusent materyaller kullanılırsa; daha az diş preparasyonu (genelde 1.0 mm) yapılabilir, supragingival veya dişeti hizasında kenar hazırlığı yapılsa dahi estetik sağlanabilir ve restorasyon kolayca asitle pürüzlendirilebildiği için kuvvetli bir bağlantı oluşturulabilir. Fraktür oluşmuş anterior dişlerde bu özellik bir avantajdır çünkü konvansiyonel simantasyonla restorasyona yeterli retansiyon ve rezistans sağlanamamaktadır. Oysa ki adeziv simantasyonla bağlanan translusent seramik kullanılarak 2 mm vertikal diş dokusu gibi az bir kron boyu mevcudiyetinde bile post uygulaması gerektirmeden restorasyon gerçekleştirilebilmektedir.^{22, 23}

Aşırı renklenme gösteren anterior dişlerde estetiğin sağlanması oldukça zordur. Böyle durumlarda, doğal dentin rengini yeniden yaratabilecek restoratif tekniğe ve de finalde estetik görüntüyü oluşturacak daha translusent üst yapı materyaline ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla araştırmacılar değişik yaklaşımlarda bulunmuşlardır.²⁴⁻²⁷ Translusent seramik kullanıp altında opak renkte siman kullanarak renklenmenin maskelenmesi bir yöntemdir.²⁴ Deneme pastaları kullanılsa dahi, restorasyon simante edilene kadar final rengin tahmin edilmesi mümkün değildir. Daha makul yöntem ise prepare edilmiş diş renginden etkilenmeyen daha opak bir kor yapının kullanılmasıdır.^{28,29} Daha opak kor yapılarla güçlendirilen seramik

sistemler renklenmiş dişlerin tedavisinde oldukça başarılıdır. Teknisyen restorasyonun fabrikasyonu sırasında final rengi görebilir çünkü diş renginin restorasyon üzerindeki etkisi azaltılmış olacaktır. Renklenmiş dişlerde bu tip restorasyonlar kullanıldığında fasiyel yüzeyde 1.2 - 1.4 mm diş preparasyonu yapılmalı ve subgingival marjin hazırlığı yapılmalıdır. Metal postun üzerinde yapılacak restorasyonlarda da aynı yöntem kullanılmalıdır.³⁰

2007 yılında Conrad tam seramik sistemleri alt yapıda kullanılan materyale göre sınıflandırmıştır. Bu sınıflamaya göre tam seramikler; cam seramikler, alümina esaslı seramikler ve zirkonya esaslı seramikler olmak üzere 3 grupta incelenmektedir.³¹

2. ALT YAPIDA KULLANILAN MATERYALE GÖRE TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

2.1. CAM SERAMİKLER

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren multifaz materyallerdir. İlk kez 1968 yılında MacCulloch yapay dişleri ve kronları cam seramikten yapma metodunu açıklamıştır. Daha sonra % 30 oranında cam ve % 70 oranında tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik olan "Dicor" cam seramik materyali üretilmiştir.³² "Dicor" dökülebilir cam seramik sistemi, 1986 yılında kullanıma sunulmuştur. Flor içeren tetrasiklik mika kristalleri ($K_2Mg_5Si_2OF_4$) ile güçlendirilmiş orijinal dökülebilir cam seramik materyal, hem kristal hem de cam materyalin özelliklerini taşımaktadır. Yarı kristal yapı materyale sıkışma ve gerilmeye karşı yüksek direnç, yüksek elastisite modülü ve aşınmaya karşı direnç gibi pozitif özellikler kazandırmıştır. Sjögren ve arkadaşları³³ Dicor tek kron restorasyonlarının klinik takibinde 6.2 yıl sonunda % 82 başarı bildirirken, Scherrer ve arkadaşları³⁴ 7 yıl sonunda % 86 başarı bildirmişlerdir.

Döküm apatit seramik olarak bilinen "Cerapearl", Hobo ve Iwata tarafından 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Bu sistemin tekniği Dicor cam seramik materyaline benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işık kırma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur.^{16, 35}



2.1.1. LÖSİT KRİSTALLERİ İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİKLER

Lösit yapay kristal bir feldspatik ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) yapıdır. Lösitin dental porselendeki esas görevi termal genleşme katsayısını artırarak sertliği ve bağlanmayı arttırmaktır. Lösit, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturur ve aradaki boşluklar cam ile dolar.³⁶ Cam seramik yapının lösit ($SiO_2-Al_2O_3-K_2O$) kristalleri ile güçlendirildiği cam seramik sistemi olan **IPS Empress** (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein) sistemi Wohlwend ve Schärer tarafından Zürih Üniversitesinde geliştirilmiş ve 1991 yılında Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sunulmuştur.³⁷

Mum uçurma tekniğine dayanan **IPS Empress** sistemi için geliştirilen porselen materyalinin ağırlık olarak içeriği şöyledir: % 63 SiO_2 , % 17.7 Al_2O_3 , % 11.2 K_2O , % 4.6 NaO_2 , % 1.6 CaO , % 0.7 BaO , % 0.6 B_2O_3 , % 0.4 CeO_2 , % 0.2 TiO_2 . Cam yapının kontrollü kristalizasyonundan sonra toz formundaki ürün, silindirik kalıplara preslenerek lösit ile güçlendirilmiş tabletler elde edilir. Laboratuvarında elde edilen model üzerinde mum modelaj yapılır ve özel revetmanı ile manşete alınır. Seramik tabletler, özel fırınlarda gerçekleştirilen mum uçurma işlemi ile oluşan negatif boşluklara yüksek ısı ve vakum altında preslenir.³⁸

Restorasyon iki farklı şekilde bitirilebilir. İlki boyama tekniğidir. Bu teknikte, yarı şeffaf olarak hazırlanan çekirdekler $1050-1180^{\circ}C$ ' de özel fırınlarında preslenir. Bu şekilde elde edilen kron, estetiğe ve istenilen renge göre boyanarak, glaze işlemi ile bitirilir. Diğer bitirme tekniği olan tabakalama tekniğinde ise, presleme sonrasında elde edilen yapı aşındırılarak üzerine uygun veneer seramik materyali uygulanarak pişirilir.¹⁶

IPS Empress sistemi ile üretilen restorasyonların bükülme direnci 160 MPa ve kırılma dayanıklılığı değerleri 1.5-1.7 Mpa/m arasındadır.

IPS Empress sistemi ile üretilen restorasyonlar yüksek translusenslikleri nedeniyle oldukça estetik restorasyonlardır. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları endike değildir.²⁹ Doğal dişinkine yakın ışık geçirgenliği, florans ve renk özellikleri gösteren bu materyalin mekanik özellikleri köprü yapımına izin vermektedir ancak laminate veneer, inley, onley ve kronların yapımına imkan tanımıştır.³⁹

Fradeani ve Redemagni' nin çalışmalarında⁴⁰ IPS Empress tekniği ile üretilen tek kron restorasyonları ile 11 yıl sonunda % 95' e varan başarı oranları bildirilirken, Frankenberger ve arkadaşlarının çalışmasında⁴¹ inlay ve onlay restorasyonları ile % 93 başarı bildirilmiştir.

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) ise daha küçük partikül boyutuna sahip olması ve partiküllerinin daha uniform biçimde dağılması dışında IPS Empress'e benzer bir lösitle güçlendirilmiş seramiktir. 1998 yılında ortaya çıkarılmış olup CEREC inLab sistemi (Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya) ile kullanılmak üzere dizayn edilmiştir.

2004 yılında Ivoclar Vivadent, **Empress Esthetic** adlı yeni bir sistemi piyasaya sunmuştur. Bu sistem, Empress sistemi gibi lösitle kuvvetlendirilmiş preslenebilir cam seramik materyalidir. Empress sistemine göre daha homojen bir yapıya sahiptir. İçeriğindeki kristallerin partikül boyutlarının daha küçük olması estetiği arttırmıştır.⁴²

Farklı firmalar da IPS Empress'e benzeyen yapıda lösit içerikli tam seramik sistemlerini piyasaya çıkarmışlardır. Bu sistemlere örnek olarak, **Finesse** (Ceramco), **Matchpress** (Matchmaker), **Cergo** (Degussa) ve **Evopress** (Wegold) verilebilir. Finesse materyalinin bükülme direnci yaklaşık 120 Mpa iken, Matchpress'in yaklaşık 115 Mpa, Cergo'nun 100-120 MPa ve Evopress' in yaklaşık 100 MPa'dır.⁴³⁻⁴⁵

2.1.2. LİTYUM DİSİLİKAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİKLER

Lityum disilikat kristali SiO_3 ve tetragonal yapı arasında güçlü çapraz bağlar gösteren silikat yapıdır. Lityum disilikatın güçlendirme mekanizması partiküllerin soğuma esnasında çevreleyen cam matriksten daha fazla hacimsel büzülme göstermesiyle gerçekleşir. Kristallerin daha fazla hacimsel büzülme göstermeleri termal genleşme katsayılarının cam matriksten daha fazla olmasına ve faz değişimi göstermelerine bağlıdır. Materyalin $920^{\circ}C$ 'de preslenmesi esnasında iğne tipindeki lityum disilikat kristalleri ($0.5-5 \mu m$) kristalin faza geçerler ve yaklaşık % 60 hacimsel büzülme gerçekleşir. Lityum disilikat partikülleri ve cam matriks arasındaki bu hacimsel farklılıklar kompresyona yol açarak artık stresler oluştururlar. Kırık oluşumunun önlenmesi için gerilme stresleri ile bu artık streslere karşı konulması gerekmektedir.³⁶



Lityum disilikat cam seramikler ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) ısı ile presleme ve mum uçurma tekniklerinin kombinasyonu ya da prefabrike blokların frezlenmesi işlemi ile üretilebilirler. **IPS Empress II** (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ilk defa Kasım 1998'de piyasaya sunulmuş lityum disilikat cam seramiktir. IPS Empress II ağırlık olarak; % 57-80 SiO_2 , % 11-19 Li_2O , % 0-13 K_2O , % 0-11 P_2O_5 , % 0-8 ZnO , % 0-5 MgO , % 0,1-6 La_2O_3 , % 0-5 Al_2O_3 , % 0-8 pigmentler içerir.⁴⁶

IPS Empress II' nin bükülme direnci (350±50 Mpa) ve kırılma dayanıklılığı (2.8 - 3.5 MPa/m) IPS Empress' e göre arttırılmış olduğundan, anterior 3 üye köprülerde endikedir ve kullanım sahası 2. premolara kadar uzatılabilir.^{47,48} Ancak konnektör kalınlığı oklüzo-gingival olarak min 4 - 5 mm, bukko-lingual olarak da min 3 - 4 mm olmalıdır.⁴⁹ Alt yapı fluoroapatit bazlı veneer porseleni ile kaplanarak oldukça yüksek ışık geçirgenliği gösteren yarı translusent restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu veneer porseleni 800° C'de sinterlenebilir. Sinterleme sırasında cam matriksteki apatit kristallerinin bir kısmı cam-seramik yapının dışında çöker. Bu çöken kristaller biyoyumluluğu arttırlar ve veneer materyalinin translusensi, parlaklık ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklerine katkıda bulunurlar. **IPS Empress II** lityum disilikat kristalleri dışında düşük oranlarda 0.1 - 0.3 μm partikül boyutlarındaki lityum ortofosfat kristalleri (Li_3PO_4) de içerir.³⁶

Empress II sisteminde restorasyonun bitimi, Empress' ten farklı olarak yalnızca tabakalama tekniği ile gerçekleştirilir. Alt yapı, fluoroapatit bazlı bir veneerleme porseleni (**IPS Eris**, Ivoclar Vivadent) ile kaplanarak, ışık geçirgenliğine olanak veren yarı translusent bir restorasyon elde edilir.⁴⁹

IPS Empress II sistemi ile anterior bölgede üç üye köprü, posterior bölgede en çok ikinci küçük azı bölgesine dek uzanan ve en fazla küçük azı kadar genişliğinde olan gövdeye sahip üç üye köprü, tek kron ve inley-onley restorasyonlarının uygulanması endikedir.⁴⁸

IPS Empress II tek kronların başarı oranları Fradeani ve Redemagni' nin 11 yıllık klinik takip çalışmasında⁴⁰ % 95.2, Toksavul ve Toman'ın⁵⁰ 5 yıllık klinik takip çalışmasında % 95, Suputtamongkol ve arkadaşlarının⁵¹ 1 yıllık klinik takip çalışmasında ise % 100 olarak bildirilmiştir. Marquardt ve Strub⁵² çalışmalarında 50 aylık klinik kullanım sonucunda IPS

Empress II tek kronlar için % 100, üç üye köprüler için % 70' lik başarı oranı bildirmişlerdir.

Literatürde lityum disilikat bazlı 3 üye köprü restorasyonlarının 5 yıldan daha az takip sonuçları mevcuttur.⁵³⁻⁵⁵ Esquivel-Upshaw ve arkadaşları⁵³ çalışmalarında IPS Empress II köprü restorasyonları ile % 93 başarı bildirirken, Taşkonak ve Sertgöz⁵⁴ ise anterior ve posterior kron ve köprü restorasyonlarında 2 yıl sonunda % 50 başarı bildirmişlerdir.

2005 yılının sonunda Ivoclar Vivadent (Liechtenstein) firması IPS Empress II'nin bir sonraki jenerasyonu olarak **IPS e.max** sistemini piyasaya sunmuştur.³¹

IPS e.max Press, IPS Empress II gibi preslenebilir lityum disilikat cam yapısındadır ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$). IPS e.max Press materyali daha farklı fırınlama proseslerine tabi tutulmuş, ingotların içerisinde yüzey defekti oluşma riski önlenerek fiziksel özellikleri arttırılmış ve materyalin translusensliği geliştirilmiştir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 μm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller (% 70) cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaştığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır. İngotlar şeklinde bulunur ve farklı endikasyonlara yönelik MO (Medium opacity), LT (Low translucency) ve HO (Highly opaque) olmak üzere farklı opazitelere ingot seçenekleri sunulmuştur.⁵⁶

IPS e.max Press Empress II' den ufak partiküller içerir ve 400MPa bükülme direnci, 3.0 MPa/m kırılma direnci gösterir (Empress II' den yaklaşık % 10 daha yüksek değerler gösterir).⁵⁷ Materyalin yapısındaki değişikliklerle farklı derecelerde opasitede ingotlar üretilmiş ve dayanıklılığı arttırılmıştır (400 MPa). Bu sayede IPS e.max anterior ve posterior bölgede hem tek kron hem de tek diş eksikliği durumunda 3 üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir.⁵⁶

Wolfart ve arkadaşlarının⁵⁵ IPS e.max Press ile yapılmış anterior ve posterior köprü restorasyonu çalışmalarında 48 aylık takip periyodunda herhangi bir başarısızlık bildirilmemiştir.⁵⁵



IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik bloklardır. Bu kristalin fazda blok olağanüstü bir homojenlik gösterir ve bir CAD-CAM ünitede kolaylıkla şekillendirilir. Pek çok CAD-CAM seramiğinin aksine bu materyal 30 dakikalık kristalizasyon süresi boyunca büzülmeye maruz kalmaz. 3 üyeli anterior köprü kopingi olarak, anterior ve posterior bölgede tek diş kor alt yapı olarak kullanılır.⁵⁶ IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik blokları CEREC (Sirona Dental) CAD/CAM cihazı ile frezelenebilirler. Bu altyapılar daha sonra IPS e.max Ceram veneer porseleni ile kaplanırlar. Fasbinder ve arkadaşları⁵⁸ IPS e.max CAD tekniği ile üretilmiş tek kron restorasyonları ile 2 yılın sonunda % 100 başarı bildirmişlerdir.

Cam seramikler oldukça translusent restorasyonların fabrikasyonunu mümkün kılarken bu tip restorasyonların yeterli dayanıklılık ve klinik ömürlerini sağlamak için hidroflorik asitle asitlenebilmeleri ve adeziv olarak simante edilmeleri gerekmektedir.³²

2.2. ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.1. IN-CERAM ALUMİNA

In- Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) 1989 yılında tanıtılan anterior bölgede üç üyeli sabit bölümlü protez yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemdir.⁵⁹ Ağırlıkça % 70-80 alüminyum oksit içeren karışım refractory day üzerine uygulanır ve 1120 °C'de 10 saat süre ile fırınlanır. Su kapiller basınçla refractory daya geçer ve day üzerinde alumina partikülleri birikir. Bu tekniğe '*slip casting*' denir. Oluşan bu alumina iskeletin pöröz yapısının azaltılıp daha dayanıklı bir hal alabilmesi için alt yapı üzerine ince bir tabaka halinde lanthanyum cam sürülüp 1100 °C'de 4 saat tekrar fırınlanması gerekmektedir. Alumina ve camın termal genleşme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır.⁶⁰ Cam infiltrasyonu ile malzemedeki boşluklar kapiller hareket sayesinde cam ile doldurulur ardından alt yapı üzerine klasik veneer (üst yapı) porseleni pişirilmesi ile restorasyon tamamlanır.⁵⁶ Alt yapı slip casting tekniği dışında parsiyel sinterlenmiş prefabrike blokların CEREC (Sirona Dental Systems) ile frezelenmesi tekniğiyle de üretilebilir.⁶¹

Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi sınırlı estetik olanaklar sağlar.²⁹ In-Ceram Alumina seramik materyalinin bükülme direnci 236-600 Mpa, kırılma direnci ise 3.1-4.61 Mpa/m arasındadır.⁶²

In-Ceram Alumina tek kron restorasyonları ile yapılan klinik çalışmalarda Haselton ve arkadaşları⁵⁹ 4 yıl sonunda % 88, McLaren ve White⁶³ ise 3 yıl sonunda % 96 başarı oranı bildirmişlerdir. Vult Von Steyern ve arkadaşları⁶⁴ In-Ceram Alumina köprü restorasyonlarının 5 yıllık takibi sonucunda % 90 başarı gözlemlemişlerdir.

2.2.2. IN-CERAM SPINELL

1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Bükülme direnci In-Ceram Aluminadan düşüktür (283-377 Mpa), ancak translusensliği iki katı kadardır. Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgede kron restorasyonu endikasyonu vardır.^{31,40, 65}

In-Ceram Spinell materyali, In-Ceram Alumina bloklar gibi CEREC (Sirona Dental Systems) kazıma sistemi ile de kullanılabilir.³¹

2.2.3. IN-CERAM ZIRCONIA

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), orjinal In-Ceram Alumina sisteminin % 35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren bir modifikasyonudur.⁶⁶ In-Ceram zirconia seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 Mpa, kırılma direnci ise 6-8 Mpa/m arasındadır.⁶⁷ In-Ceram zirconia, slip cast tekniği ile veya hazır bloklarla CAD/CAM teknolojisi ile de uygulanabilir.³¹ In-Ceram zirconianın aşırı opak özelliği nedeniyle anterior bölgede kullanılması endike değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kron restorasyonlarının yapımında endikedir.^{29, 31} Bundan dolayı iyi marjinal adaptasyon elde edilir. Kelly ve arkadaşları⁶⁵ çalışmalarında, In-Ceram sistemi ile hazırlanan seramik kronların ve köprülerin marjinal aralık değerlerinin kronlar için 24 µm, köprüler için ise 58 µm olduğunu ve bu değerlerin metal seramik sistemlerin marjinal aralık değerlerinden farksız olduğunu bildirmişlerdir.

Suarez ve arkadaşları⁶⁸ In-Ceram Zirconia köprü restorasyonlarının 3 yıllık klinik takibinde % 94.5 başarı bildirirken, Esbach ve arkadaşları⁶⁹ 4.6 yıllık takip sonucunda % 80 başarı bildirmişlerdir.

2.2.4. SYNTHOCERAM (CICERO)

CICERO (Computer Integrated CERamic Reconstructions Dental systems, Hoom, Hollanda) teknolojisiyle üretilen cam infiltre edilmiş alüminyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapı seramiğidir. CICERO'nun teknik konsepti ilk olarak Denissen ve



arkadaşları⁷⁰ tarafından tanımlanmıştır. CICERO yöntemi kullanılarak seramik restorasyon üretilmesi lazer ile optik görüntüleme, sinterleme ve bilgisayar destekli frezeleme işlemleri ile gerçekleştirilir. Diş kesimi ve karşı okluzyonunun modelleri lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak bilgisayarda görüntülenir. Bilgisayarda tasarımı yapılan alt yapı, alüminyum oksit ile güçlendirilen seramik bloklardan frezelenir ve sonrasında sinterlenerek alt yapı üretilir.⁷¹ Final restorasyon alt yapının lötis içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenmesi sonucunda elde edilir.⁷²

2.2.5. PROCERA

Tam seramik restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak % 99.9 oranında Al_2O_3 kristali içeren seramik, yoğun olarak sinterize edilerek kullanılır (Procera AllCeram Sistem, Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç).⁷³ Procera AllCeram, Procera AllTitan ve Procera AllZircon olmak üzere üç ayrı kompozisyonu bulunmaktadır. Bu isim farklılıkları sistemin işlediği bloklardan kaynaklanır. Procera AllCeram sistemi 1993'te, Procera AllZircon sistemi de 2001 yılında geliştirilmiştir. Procera sisteminde daylı model mekanik okuyucu ile tarandıktan sonra bilgisayar ortamında kopingin üç boyutlu olarak tasarımı yapılır ve alt yapı alumina ya da zirkonya bloklardan frezelenir. Bilgisayar destekli üretim iki ülkede yapılmaktadır. Bunlardan bir tanesi ABD diğeri de İsveç'tir. Sabit bölümlü protezlerde alt yapı olarak zirkonyum oksit esaslı Procera AllZircon blokları tercih edilmektedir. Üretilen alt yapı daha sonrasında aynı firma tarafından geliştirilen üst yapı porseleni (Nobel Rondo) ile kaplanır.⁷⁴

Odman ve Andersson⁷⁵ Procera AllCeram kron restorasyonlarının 5-10.5 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmalarında % 92 başarı bildirmişlerdir.

Piyasada yer alan bir diğeri alumina esaslı seramik sistemi ise **Turkom-Cera** (Kuala Lumpur, Malezya)' dir. Turkom-Cera seramiğin alt yapısı % 99.98 alüminyum oksit içermektedir. Ancak bu sistem ile ilgili herhangi bir literatür çalışması mevcut değildir.

2.3. ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

Zirkonyum oksit bazlı seramikler düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı komponentler içermeyen materyallerden oluşmaktadırlar. Bu materyaller, atomların daha az yoğun

olduğu, düzensiz yapıya sahip cam seramiklerden daha güçlü ve dayanıklıdırlar, çatlakların ilerlemesini engellerler ancak CAD/CAM ya da MAD/MAM sistemleri kullanılmaksızın şekillendirilemezler. Cam seramiklerle kıyaslandığında daha opakdırlar ve alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Estetik, üst yapıda kullanılan camsı seramiklerle sağlanır. Biyouyumludurlar ve düşük bakteri adezyonu gösterirler.⁷⁶⁻⁷⁹

Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 9-10 MPa/m olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır.⁷⁶

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir ve zirkonya kristalleri monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıya sahiptir. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar bu fazda kalır. Bu sıcaklığın (1170 °C) üzerine çıktığında tetragonal faza geçer. 2370 °C'nin üzerine çıktığında ise kübik faza geçer, 2680 °C olan ergime noktasına kadar bu fazda kalır. 1170°C'nin altında tetragonalden fazdan monoklinik faza geçiş olur.⁷⁶

Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır.⁸⁰ Fırınlanmanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir.⁷⁶

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi ve hacimsel genişlemenin kontrol edilebilmesi için saf zirkonyaya CaO, MgO, Al_2O_3 , Y_2O_3 ve CeO_2 gibi metal oksitleri ilave etmek gerekir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır.⁷⁶

Her ne kadar oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilse de zirkonya 'metastable' özelliğe sahiptir yani tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler altında,⁸¹ kumlamada,⁸² ve ısı yaşlandırmada⁸³ monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir. Bu dönüşüm % 3-4 arasında lokal hacim artışı ile sonuçlanır. Kristaller etkili bir şekilde



büyüyüp bu hacim artışı ile çatlakların çevresinde kompresif stres oluşturur. Çatlak ilerlemesi durur ve tüm yapı güçlenmiş olur. Oluşan bu kompresif stresler olası bir çatlak durumunda bunun ilerlemesini engeller. İşte bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme, "transformasyon doygunluğu (phase transformation toughening, PTT)" denir.⁸⁴ Bu dayanıklılık mekanizması özelliği sayesinde mikro çatlakların ilerleyip büyümesi imkânsız hale gelir.⁸⁵ Ancak, yapılan çalışmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemediği sadece mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığı belirtilmiştir.^{76, 86}

t→m dönüşümü "transformasyon doygunluğu" mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine yakınlığını da arttırmaktadır.⁸⁷ Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin atması ve mikroçatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir.⁸⁷

'Düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomeni zirkonyanın kendi yapısında var olan bir durumdur ve düşük ısılarda (150-400 °C) özellikle suyun varlığında zirkonya kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi ile yapının fiziksel özelliklerini zayıflatmasına sebep olmaktadır.^{83, 88}

HIP (Hot Isostatic Pressing) seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik bir artış olur. Non-HIP zirkonyanın savunucuları yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski olduğunu ve elmas frezlerin seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki edeceğini düşünmektedir.^{86, 88} Bu düşünce klinik çalışmalarla kanıtlanmamıştır, aksine bildirilen fraktür vakaları HIP zirkonyada değil de non-HIP zirkonyada olmuştur.⁸⁸ HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve freze ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur.⁸⁸

HIP zirkonya savunucuları üretimleri esnasında herhangi bir büzülme gerçekleşmediğinden HIP zirkonya ile daha üstün marjinal uyum elde edebileceğini iddaa etmektedirler.⁸⁸ Sailer ve arkadaşları⁸⁹ beş yıllık klinik takip sonucunda non-HIP

zirkonya ile en yüksek sekonder çürük insidansı (% 22) rapor etmişlerdir. Buna karşın Reich ve arkadaşları⁹⁰ non-HIP zirkonya ile fabrike edilmiş 24 adet dört üye köprü restorasyonunun marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında ortalama 77 µm'lik marjinal açıklık değerleri ile klinik olarak kabul edilebilir değer aralığında (100-120 µm) bulmuşlardır.

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur.⁹¹

Üretici firmaların non-HIP zirkonyayı daha fazla desteklemelerine rağmen; elde edilen klinik çalışma sonuçlarına bakıldığında kısa dönemde herhangi bir alt yapı kırığı bildirilmediği için HIP zirkonyanın üstünlüğü göze çarpmaktadır.⁸⁸

2.3.1 ZİRKONYA ESASLI SERAMİK SİSTEMLER

Zirkonya bloklardan alt yapıların elde edilmesi CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) ve MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) teknikleri ile mümkündür.

2.3.1.1. CAD-CAM SİSTEMLER

Ülkemizde zirkonya bloklarını kazımak için kullanılan 8 farklı CAD-CAM cihazı bulunmaktadır. Bunlar;

1. Cerec – Sirona Dental
2. Cercon – DeguDent
3. Procera- Nobel Biocare
4. Precident- DCS
5. Lava- 3M Espe
6. Everest- KaVo
7. Hint- Els GmbH
8. Zeno Tech- Wieland' dir.

2.3.1.2. MAD-MAM SİSTEMLER

1. Zirkozahn
2. Ceramill



Diğer seramik materyalleri ile karşılaştırıldığında zirkonya çığneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde de metal destekli restorasyonlara güçlü bir alternatif olabileme özelliğine sahiptir.^{92,93,94} Literatürde Y-TZP esaslı restorasyonların incelendiği klinik çalışmaların çoğu köprü restorasyonlarını^{89,95-108}, iki adet çalışma tek kron restorasyonlarını^{109, 110} ve üç adet çalışma da implant abutmentlerini¹¹¹⁻¹¹³ incelemişlerdir. İmplant destekli köprü restorasyonlarının incelendiği tek bir klinik çalışma⁹⁸ bulunmaktadır. Bu çalışmalarda kullanılan farklı zirkonya sistemleri içinden en fazla klinik çalışmanın bulunduğu sistem Cercon (DeguDent)' dur.

Köprü restorasyonu çalışmalarının çoğu posterior bölgede yapılmış olup 3-5 yıllık takip periyodu sonucunda olumlu sonuçlar elde etmişlerdir. % 0-4.8 alt yapı kırığı değerleri bildirilmiştir.^{89,99,102,103,105,106,108} Bu sonuçlar diğer tam seramik materyalleri ile elde edilen verilerden çok daha üstün çıkmıştır.^{114,115}

Zirkonya esaslı restorasyonlarda en sık karşılaşılan teknik problem veneer porseleninin kırılması, ayrılması ve chipping oluşumudur.^{89,99,102,103,105,106} Bir çok çalışmada % 8-25 oranında chipping bildirilmiştir.^{89,99,105}

3. KLİNİKTE TAM SERAMİK RESTORASYON SEÇİMİ

Tam seramik sistemlerin klinik performansları kullanılan materyale, üretim tekniğine, klinik uygulamaya ve başarısızlık nedenine göre değişkenlik gösterebilir. Estetik ve oklüzal yükler altında direncin artırılması açısından alumina ya da zirkonya korların ve veneer materyalinin optimal kalınlıkları çok önemlidir.¹¹⁶

Seramik kor ve veneer materyalinin kalınlık oranı restorasyonun final rengini etkilemektedir. 0.7 mm alüminyum oksit kor kalınlığı alttaki dentin rengini maskelemek için yeterli bulunmuştur.¹¹⁶ 1 mm' lik konservatif diş preparasyonu ile yarı translusent tam seramikler kullanılarak metal seramiklere göre daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir. Daha fazla diş kesimi yaparak metal-seramik ve yarı opak sistemlerde estetik artırılabilir ancak yarı translusent sistemlerde (IPS Empress; Ivoclar Vivadent ; In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell; VITA Zahnfabrik) bunun herhangi bir katkısı olmayacaktır.¹¹⁷ IPS Empress restorasyonların fasiyel yüzeyde alt yapıyı maskelemeleri için 2.0 mm'e ihtiyacı olduğu için

renklenmiş dişlerde translusensi daha az olan kor materyallerinin kullanımı düşünülmelidir.³⁰

Lösit ve felspatik cam seramikler onleyler, parsiyel kronlar ve laminate veneerlerde endikedir ancak mekanik özellikleri nedeniyle full kuron olarak kullanımları sadece anterior bölge ile sınırlıdır. Lityum disilikat cam seramikler ise posterior tek kronlarda ve anterior 3 üye köprülerde başarı ile kullanılabilirler. In-Ceram Spinell dışındaki cam infiltre edilmiş alumina korlar tek üye restorasyonlarda ve anterior köprü restorasyonlarında kullanılabilir. In-Ceram Spinell ise sadece anterior kronlarda endikedir. Yoğun sinterlenmiş alumina veneerler, kronlar ve anterior köprülerde endike iken zirkonya ile modifiye edilmiş alumina posterior kron ve köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Posterior kron ve köprü restorasyonlarında, implant abutmentlerinde ve implant destekli restorasyonlarda kor materyali olarak zirkonya üstün mekanik özelliklere sahiptir. Mekanik direnci yüksek olan kor materyalleri daha opak olabilirler, bu da translusensinin yüksek olması istenilen durumlarda kullanılmalarını engeller.^{118, 119}

İndirekt restorasyonlarda marjinal açıklık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerdedir ancak internal gap miktarları daha fazladır, bu durum film kalınlığının artmasına yol açacağından kullanılan simanın fiziksel özelliklerinden etkilenen cam seramiklerde oldukça önemlidir. Asitleme ve silanlama ile yapılan yüzey işlemleri kompozit rezin simanın feldspatik seramiğe bağlantısını ve de restorasyonun kırılma direncini arttırmaktadır. Işıklı polimerize olan ve dual-cure simanlarda maksimum direnç ve adezyonun sağlanması açısından ışık geçirgenliği çok önemlidir.¹¹⁸

Preparasyonun bitim çizgisinin minede hazırlanmadığı durumlarda adezyona ihtiyaç duymayan restorasyonlar tercih edilmelidir. Alumina korların tribokimyasal silika kaplama veya air-bone partikül abrazyonu tekniği ile yüzey işlemine tabi tutulması sonucu rezin simanın bağlantı direnci arttırılmaktadır. Zirkonya alt yapı restorasyonlar yüksek kırılma dirençleri nedeniyle konvansiyonel olarak simante edilebilirler ve retansiyon için herhangi bir adeziv yüzeye ihtiyaç duymazlar. Translusensi yüksek olan materyallerle karakterizasyonlar yapılarak ve tabakalama tekniği ile doğal diş yapısına en yakın renk uyumu sağlanabilir.⁷⁶⁻⁷⁹



Tam seramik restorasyonların en büyük avantajı translusensliklerinin yüksek olması nedeniyle estetiğin artırılmasıdır. Heffernan ve arkadaşları²⁹ farklı seramik materyallerinin translusensilerini incelemiş ve In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik)' in en yüksek translusensiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Diğerlerinin translusenslerini de çoktan aza doğru IPS Empress (Ivoclar Vivadent), Procera (Nobel Biocare AB), IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent), In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik), In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) olarak sıralamışlardır. Bu çalışmanın sonucu olarak, translusensinin yüksek veya orta derecede olması istenen durumlarda In-Ceram Spinell, IPS Empress ve IPS Empress 2 tavsiye edilir. Orta derecede translusensi gerektiren durumlarda Procera kullanılabilir. In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia ise sadece opak diş rengine uyum sağlanması istenen veya posterior ve estetiğin önemli olmadığı bölgelerde kullanılabilir.^{29, 119} Tek renk seçeneğine sahip seramik bloklardan elde edilen restorasyonların renk karakteristikleri yetersizdir. Modifikasyonlar yapılarak estetik sağlanabilse de uzun dönem renk stabiliteeleri şüphelidir.^{120, 121}

Köprü restorasyonlarında alumina ve lityum-disilikat alt yapılı seramiklere göre daha yüksek kırılma dirençlerine sahip olduklarından zirkonya alt yapılı seramiklerin kullanılması tavsiye edilirler.⁷⁷ Zirkonya alt yapıların veneer tabakasında stres oluşumunu azaltma, restorasyonun yük taşıma kapasitesini artırma ve böylece restorasyonda fraktür oluşumunu engelleme özellikleri vardır.⁷⁹ Restorasyonlarda gingival embrasürün yumuşak kurvatürlü oluşturulduğu durumlarda yükler altında stres konsantrasyonunun daha az olduğu ve kırılma direncinin arttırıldığı bildirilmiştir.^{122, 123}

Lityum disilikat cam seramiğin (IPS Empress 2; Ivoclar Vivadent) fluoroapatit cam seramikle (IPS Eris; Ivoclar Vivadent) kombinasyonu veneer yapıda çatlak gelişimine yatkın olduğu ve kor-veneer ara yüzünde çatlakların ilerlemesini durdurucu bir mekanizma mevcut olmadığı için posterior köprü restorasyonlarında endike değildir.⁷⁸

Tam seramik restorasyonların değişik sistemler ile elde edilebilmesi, her sistemin kendine özgü avantaj ve dezavantajlarının olması klinikte kullanım karmaşası yaratmaktadır. İlgili materyallerin özelliklerinin iyi bilinmesi, hastanın estetik ve fonksiyonel rehabilitasyonunda hekimi başarıya götürecektir ve

hasta memnuniyetinin artmasına neden olacak en önemli hususlardan biridir.¹¹⁸

KAYNAKLAR

1. Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in general dental practice. J Oral Rehabil 1985;12(6): 515-28.
2. Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. N Y State Dent J 1983;49(6): 401-403.
3. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain. J Dent Res 1983;62 (1): 279.
4. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. N Y J Dent 1983;53 (6):255-9.
5. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent 1991;3(4):133-8.
6. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Invest 2002;6(4):189-97.
7. Roberson TM. et al. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louis, Mosby;2006. p.30-32.
8. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed, Quintessence Publishing Co Inc, Canada; 2008, Chapter 9, 15, p.132-155, 218-222.
9. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed, Quintessence Publishing Co Inc, Chicago; 1997, p.85-103,142-154.
10. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85 (1):61-6.
11. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent 1992; 67 (6): 859-865.
12. Campbell S. A comparative strength study of metal ceramic and all ceramic esthetic materials: modulus of rupture. J Prosthet Dent 1989; 62 (4): 476-9.
13. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthet Dent 1998; 80:280-301.
14. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Swartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry. 3rd ed, Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 2006; Chapter 17, p.488-509.



15. Stannard JK, Marks L, Kanchanatawewat K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. *J Prosthet Dent* 1990; 63(6): 627-9.
16. Wall JG, Cipra DL. Alternative Crown Systems. *Dent Clin North Am* 1992; 36(3): 765-82
17. Messer PP, Piddock W, Lloyd CH. The strength of dental ceramics. *J Dent Res* 1991;19(1): 51-5.
18. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117 (6):115-20.
19. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics. *J Am Dent Assoc* 2008;139(Suppl) :19-24.
20. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years, part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent* 2001;86 (5):511-9.
21. Holloway JA, Miller RB. The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997;9 (5):567-74.
22. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal-ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent* 1996;76 (5):524-9.
23. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002;33 (2):95-100.
24. Okuda WH. Using a modified subopaquing technique to treat highly discolored dentition. *J Am Dent Assoc* 2000;131(7):945-50.
25. Nixon RL. Masking severely tetracycline-stained teeth with ceramic laminate veneers. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996;8(3):227-35.
26. Baratieri LN, Coral Neto AC, Monteiro Júnior S, Caldeira de Andrada MA, Cardoso Vieira LC. The sandwich technique, an alternative treatment for tetracycline-stained teeth: a case report. *Quintessence Int* 1991;22 (12):929-33.
27. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003;17:55-60.
28. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials. A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91 (5):441-6.
29. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems, part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):1010-5.
30. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83 (4):412-7.
31. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
32. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):18-23.
33. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practices. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3):277-84.
34. Scherrer SS, De Rijk WG, Wiskott HW, Belser UC. Incidence of fractures and lifetime predictions of all-ceramic crown systems using censored data. *Am J Dent* 2001;14(2): 72-80.
35. Lang SA, Star CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67 (3): 590-4.
36. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009;19(1):61-7.
37. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-6.
38. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128 (3):297-307.
39. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empres glass-ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303.
40. Fradeani M, Redemagni M. An 11 year clinical evaluation of leucite reinforced glass ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33(7):503-10.



41. Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000;25(6):459-65.
42. Ivoclar Scientific Document: Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 2004.
43. Ceramco document: Finesse All-Ceramic Quick Start Instructions. Ceramco Headquarters Inc, NJ, 1998.
44. Degussa dental document: Cergo, Description and Instructions for use. DegussaDental GmbH, Hanau, 2000.
45. Wegold document: Presskeramik Evopress. Wegold Edelmetalle, Wendelstein, 1999.
46. Oh S, Dong J, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):468-72.
47. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19(7):603-11.
48. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002;29(10):951-5.
49. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-63.
50. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont* 2007;20(2):168-72.
51. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2008;24(5):667-3.
52. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; 37(4):253-9.
53. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(4):469-75.
54. Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(11):1008-13.
55. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005;18(6):497-505.
56. Ivoclar Vivadent Product Information: Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, 2005.
57. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different: partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137(4):514-22.
58. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chair side lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two year report. *J Am Dent Assoc* 2010;141(2):10-4.
59. Haselton DR, Diaz- Arnold AM, Hillis SI. Clinical assessment of high- strength all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83 (4):396-401.
60. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):420-4.
61. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl Sep):14-21.
62. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995;73 (5):411-8.
63. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):216-22.
64. Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14(4):379-84.
65. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
66. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31(7): 682-8.



67. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; 21(5):454-63.
68. Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):35-8.
69. Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2009; 22(5):490-2.
70. Denissen HW, Van der Zel JM, Van Waas MA. Measurement of margins partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12(5):395-400.
71. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85(2):61-7.
72. Denissen HW, Dozic A, Van der Zel JM, Van Waas MA. Marginal fit and short term clinical performance of porcelain- veneered CICERO, CEREC and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84 (5):506-13.
73. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense sintered, high-purity alumina copings with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51(1): 59-64.
74. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29 (5):285-96.
75. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001;14(6): 504-9.
76. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
77. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14 (3): 231-8.
78. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23 (3):177-85.
79. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23 (1):115-23.
80. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):513-30.
81. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15 (6):426-33.
82. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(3):195-206.
83. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999;82 (8): 2150- 4.
84. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83 (3):461-87
85. Müller WD, Meyer L. Shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 2006;14(6): 394-8.
86. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92 (6):557-62.
87. Silva N, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Dent Mater* 2010;3 (2):863-96.
88. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*; doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02094.x.
89. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20 (4):383-8.
90. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008;116(6):579-84.
91. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Mater* 2004;20 5):449-56.
92. Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. 1. Bilateral and abutments. *J Oral Rehabil* 1986;13(1):57-71.



93. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram- Alumina and InCeram- Zirconia bars. *Dent Mater* 2001;17(3):260-7.
94. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(3):213-9.
95. Bornemann G, Rinke S, Huels A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures-18th month results. *IADR* 2003; abst no. 842.
96. Pospiech P, Rountree P, Nothdurft F. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two-year results. 81th *IADR General Session* 2003; abst no.817.
97. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32(3):180-7.
98. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30(2):45-53.
99. Raigrodski A, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96(4):237-44.
100. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37(9):685-693.
101. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J* 2008;205(9):477-482.
102. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial-dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008; 39(6):459-71.
103. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.
104. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent* 2008;36(9):692-6.
105. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behaviour of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3 year results. *J Prosthodont* 2008;21(3):217-22.
106. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FPDs). *Clin Oral Investig* 2009;13(4):445-51.
107. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009;36(8):610-5.
108. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: Four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010,23(2):141-8.
109. Çehreli M, Kokat A, Akca K. CAD/CAM zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2 year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17(1):49-55.
110. Ortorp A, Kihl M, Carlsson G. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent* 2009;37(9):731-6.
111. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4 year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17(3):285-90.
112. Zembic A, Sailer I, Jung R, Hammerle C. Randomized clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3 year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-8.
113. Sailer I, Zembic A, Jung R, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle C. Randomized controlled trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(3):219-25.
114. Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-



- year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 2001;14(4):379-84.
115. Olsson KG, Fürst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. Int J Prosthodont 2003;16(2):150-6.
116. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003;90 (6):563-70.
117. Douglass RD, Przbyska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent 1999;82 (2):143-9.
118. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin N Am 2007;51 (3):713-27.
119. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002;88 (1):4-9.
120. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. J Oral Rehabil 2005;32 (10):747-52.
121. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2002;88 (1):44-9.
122. Oh WS, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. J Dent Res 2002;81 (9):623-7.
123. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2002;87 (5):536-42.

Yazışma Adresi

Dr. Burcu BUĞURMAN YALIM
Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi
Cumhuriyet Mahallesi 2255 Sokak No:3
Gebze 41400 Kocaeli, TÜRKİYE
burcubugurman@gmail.com

